

22054



DE 198 08 543 A 1

19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

12 **Offenl gungsschrift**
10 **DE 198 08 543 A 1**

61 Int. Cl.⁶:
A 61 B 5/08
A 61 M 16/00

21 Aktenzeichen: 198 08 543.5
22 Anmeldetag: 28. 2. 98
43 Offenlegungstag: 19. 11. 98

5209/980572

eingegangen
MAP-Deutschland
29. Okt. 2001

66 Innere Priorität:
197 20 882. 7 17. 05. 97

71 Anmelder:
Drägerwerk AG, 23558 Lübeck, DE

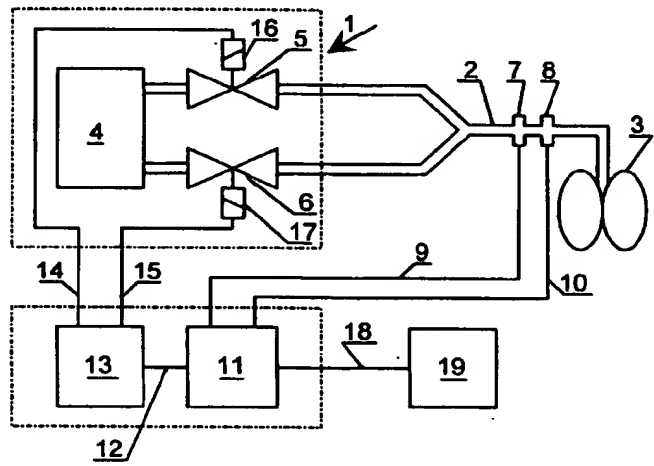
72 Erfinder:
Weismann, Dieter, Dr., 23627 Groß Grönau, DE

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

54 Verfahren zur Bestimmung der mechanischen Eigenschaften des respiratorischen Systems eines Patienten und Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens

57 Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bestimmung mechanischer Eigenschaften des respiratorischen Systems eines an eine Atmungs Vorrichtung angeschlossenen Patienten. Bekannte Verfahren bzw. Vorrichtungen dieser Art haben den Nachteil, daß zur Bestimmung der mechanischen Eigenschaften des respiratorischen Systems eines Patienten dessen Spontanatmung massiv gestört werden muß. Aufgabe der Erfindung ist es, ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Durchführung dieses Verfahrens anzugeben, womit es möglich sein soll, bei allen maschinellen Beatmungsverfahren und auch der Spontanatmung die mechanischen Eigenschaften Compliance, Resistance und Muskeldruck des respiratorischen Systems eines Patienten zu bestimmen. Die Aufgabe wird dadurch gelöst, daß die zeitliche Änderung des Atemwegsdrucks während einer innerhalb der Okklusionszeit liegenden Meßzeit erfaßt wird, die Okklusion bei mehreren Atemzügen jeweils zu verschiedenen Zeitpunkten innerhalb des Atemzyklus eingeleitet wird, aus den gemessenen Werten der zeitliche Verlauf der zeitlichen Änderung eines Muskeldrucks des Patienten bestimmt wird und durch zeitliche Integration dieses Verlaufs der zeitliche Verlauf des Muskeldrucks berechnet wird.



DE 198 08 543 A 1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bestimmung mechanischer Eigenschaften des respiratorischen Systems eines an eine Atmungs Vorrichtung angeschlossenen Patienten, bei welchem während einer Inspirations- und/oder einer Expirationsphase eine kurzzeitige Okklusion der Atemwege des Patienten erfolgt, am Beginn dieser Okklusion der Atemflow und das ein- bzw. ausgeatmete Atemvolumen des Patienten bestimmt werden und während dieser Okklusion der Atemwegsdruck gemessen wird sowie eine Vorrichtung zur Durchführung dieses Verfahrens.

Aus der EP 521 515 ist eine Vorrichtung zur Überwachung der Aktivität der Atemmuskulatur eines beatmeten Patienten bekannt, bei welcher aus den gemessenen Werten von Beatmungsdruck P_{aw} und Atemflow dV/dt der Muskel-
druck P_{mus} nach folgender Formel berechnet wird:

$$P_{mus} = -P_{aw} + R \cdot dV/dt + E \cdot \int (dV/dt) dt; \quad (1)$$

mit der Elastance $E = 1/C$.

Bei der bekannten Vorrichtung werden die Werte von Resistance und Compliance (bzw. Elastance) als bekannt vorausgesetzt und müssen vorab bestimmt werden.

Aus der DE-Z.: D. Berger et. al., Erlebt die Atemwiderstandsmessung mit der Unterbrechermethode eine Renaissance, Prax. Pneumol 33 (1979) 726-730, ist eine Unterbrechermethode, bzw. Verschlussdruckmethode bekannt, mit der der Atemwiderstand (Resistance) eines Probanden bestimmt werden kann. Hierzu atmet der Proband in eine mit einem Referenzwiderstand versehene Atemgasleitung, welche hinter dem Referenzwiderstand kurzzeitig verschlossen wird. Aus dem Verhältnis des Alveolardruckes am Ende der Verschlussphase und dem Munddruck kurz nach Beginn der Öffnungsphase läßt sich der Atemwiderstand mit einer formelmäßigen Bezeichnung errechnen.

Die Bestimmung der durch die Werte von Compliance C und Resistance R gekennzeichneten mechanischen Eigenschaften des respiratorischen Systems eines mittels eines Beatmungsgerätes assistierend beatmeten Patienten ist ein noch ungelöstes Problem, wenn dabei seine Spontanatmung nicht vernachlässigbar ist.

Für relaxierte Patienten ist in der wissenschaftlichen Literatur (D. Matamis et al., Chest 86, 1: 58 (1984)) das so genannte Super-Syringe-Verfahren beschrieben. Hierbei wird der Patient vom Beatmungsgerät getrennt und die Lunge des Patienten wird langsam gedehnt, indem mittels einer Spritze Gas hinein gepreßt wird. Dabei werden simultan der Atemwegsdruck und das in die Lunge gepreßte Atemvolumen gemessen. Dieses Verfahren liefert somit die Druck-Volumen-Beziehung des respiratorischen Systems unter quasi statischen Bedingungen.

Nachteilig an diesem Verfahren ist die erforderliche lange Meßzeit, während der die Meßwerte durch den gleichzeitig stattfindenden Gasaustausch verfälscht werden. Weiterhin muß der Patient vom Beatmungsgerät getrennt werden, was zu einer Störung der Beatmung führt. Das Verfahren ist aufwendig und erfordert eigene Sensoren für Druck und Volumen und es wird daher nur für wissenschaftliche Zwecke eingesetzt. Prinzipiell nicht anwendbar ist dieses Verfahren bei spontan atmenden Patienten.

Sydow et al. (Intensive Care Med. (1991) 17: 108) beschreiben ein Verfahren, bei dem mittels schnell schaltender Ventile die Beatmung an einem vorbestimmbaren Punkt unterbrochen wird (dieser Vorgang wird Okklusion genannt). Nach Druckausgleich wird der in der Lunge vorliegende Druck gemessen. Die Unterbrechung wird bei mehreren Atemzügen nacheinander durchgeführt, wobei zwischen

den einzelnen Unterbrechungen eine Wartezeit eingeschoben wird, in der die Lunge wieder einen Ausgangszustand annehmen kann.

Dieses Verfahren versagt, wenn der Patient nicht relaxiert ist. Eine Bestimmung der mechanischen Eigenschaften des respiratorischen Systems bei Vorliegen von Spontanatmung ist somit nicht möglich.

Bekannt ist weiterhin ein Verfahren zur Bestimmung des Atemantriebs, bei welchem vor Beginn einer spontanen Inspiration das Inspirationsventil verschlossen wird (Gebrauchsanweisung EVITA, Drägerwerk, Lübeck, z. B.: GA EVITA 4, Ausgabe Juli 1994, Seite 127). Als Maß für den Atemantrieb wird der Druckabfall in den ersten 100 msec der Inspiration, der sog. P0.1, ausgewertet. Dieses Verfahren ermöglicht jedoch nicht die Bestimmung der Spontanatmung während des gesamten Zyklus. Weiterhin ist damit eine Bestimmung der mechanischen Eigenschaften des respiratorischen Systems nicht möglich.

Von Kreit et al. (Am J Respir Care Med (1994), 149: 1085) ist ein mathematisches Verfahren zur Analyse der Spontanatmung bei assistierender Beatmung beschrieben, wobei die Kraft der Atemmuskeln durch den sog. Muskeldruck P_{mus} repräsentiert wird. Mittels des bekannten mathematischen Zusammenhangs zwischen Beatmungsdruck P_{aw} , Muskeldruck P_{mus} , Atemvolumen V und Atemflow dV/dt kann bei bekannter Compliance C und Resistance R der Muskeldruck P_{mus} berechnet werden:

$$P_{mus} + P_{aw} = R \cdot dV/dt + V/C \quad (2)$$

$$P_{mus} = R \cdot dV/dt + V/C - P_{aw} \quad (2a)$$

Von den 6 Faktoren dieser Gleichung sind 3 der Messung zugänglich (P_{aw} , dV/dt und V). Die Autoren setzen die mechanischen Eigenschaften (Compliance und Resistance) des respiratorischen Systems als bekannt voraus, indem sie hierfür die Werte benutzen, die vor Beginn der Spontanatmung gemessen worden waren. Dies ermöglicht es, P_{mus} zu berechnen.

Nachteilig an diesem Verfahren ist, daß zu seiner Anwendung die Kenntnis von R und C erforderlich ist, wobei diese Größen jedoch nur unter Ausschluß von Spontanatmung bestimmbar sind. Veränderungen der mechanischen Eigenschaften des respiratorischen Systems, die in der Regel während einer Beatmung auftreten, führen somit zwangsläufig zu Fehlern in der Bestimmung von P_{mus} .

Aufgabe der Erfindung ist es, ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Durchführung dieses Verfahrens anzugeben, womit es möglich sein soll, bei allen maschinellen Beatmungsverfahren und auch der Spontanatmung die mechanischen Eigenschaften Compliance, Resistance und Muskeldruck des respiratorischen Systems eines Patienten zu bestimmen. Dabei soll die Atmung nur minimal gestört werden. Die Verwendung zusätzlicher Sensoren oder Ventile soll nicht zwingend erforderlich sein, sofern eine Beatmung mit einem Beatmungsgerät durchgeführt wird.

Die Aufgabe wird dadurch gelöst, daß die zeitlichen Änderung des Atemwegsdrucks während einer innerhalb der Okklusionszeit liegenden Meßzeit erfaßt wird, die Okklusion bei mehreren Atemzügen jeweils zu verschiedenen Zeitpunkten innerhalb des Atemzyklus eingeleitet wird, aus den gemessenen Werten der zeitliche Verlauf der zeitlichen Änderung eines Muskeldrucks des Patienten bestimmt wird und durch zeitliche Integration dieses Verlaufs der zeitliche Verlauf des Muskeldrucks berechnet wird.

Der Vorteil der Erfindung liegt darin, daß ohne vorherige Bestimmung von Compliance und Resistance eine kontinuierliche Messung des Muskeldrucks des Patienten und somit eine Überwachung der Stärke seiner Spontanatmung mög-

lich ist. Änderungen von Compliance und Resistance der Lunge des Patienten werden dabei laufend erfaßt.

Das erfindungsgemäße Verfahren beruht darauf, daß zu verschiedenen Zeitpunkten während einzelner Atemhübe für kurze Zeit eine Okklusion herbeigeführt, während der die Beatmung bzw. Spontanatmung des Patienten durch Schließen eines Inspirationsventils und eines Expirationsventils des Beatmungsgerätes oder durch Schließen eines speziellen Okklusionsventils an einem zum Patienten führenden Atemschlauch unterbrochen wird. Die Okklusion kann dabei durch das Erreichen einer vorgebbaren Zeit seit Inspirationsbeginn, das Erreichen eines vorgebbaren Atemvolumens oder das Erreichen eines vorgebbaren Atemflows ausgelöst werden.

Nach Beginn der Okklusion wird eine Wartezeit von etwa 20 bis 200 Millisekunden Länge eingelegt, in der Schwingungen in der Atemgasleitung zwischen dem Patienten und dem Okklusionsventil abklingen. Bei Verwendung eines Okklusionsventils am Patientenanschluß ist nur eine kurze Wartezeit erforderlich, da die Länge des schwingenden Systems sehr gering ist. Nach dieser Wartezeit werden während einer Meßzeit von etwa 50 bis 200 Millisekunden Länge der Druck und die zeitliche Veränderung des Drucks gemessen. Weiterhin erfaßt wird das zu Beginn der Okklusion ein- bzw. ausgeatmete Atemvolumen und der Atemflow zu Beginn der Okklusion. Das Ende der Meßzeit muß so gewählt werden, daß der Patient noch nicht auf die Okklusion mit einer Veränderung seiner Muskelspannung reagiert hat.

Nach Beginn der Okklusion ist der Atemflow gleich null. Es gilt somit

$$P_{\text{mus}} + P_{\text{aw}} = V/C \quad (3)$$

und

$$dP_{\text{mus}}/dt = -dP_{\text{aw}}/dt \quad (4).$$

Durch die Messung der Steigung der Druckänderung während der Meßzeit erhält man somit einen Wert für die zeitliche Änderung der Muskelspannung dP_{mus}/dt für einen bestimmten Zeitpunkt innerhalb des Atemzyklus (der Wert kann z. B. der Mitte der Meßzeit zugeordnet werden). Wird die Okklusion und die Bestimmung von dP_{mus}/dt bei mehreren Atemzügen zu jeweils unterschiedlichen Zeitpunkten innerhalb der Atemzyklen durchgeführt, so erhält man den zeitlichen Verlauf von dP_{mus}/dt über einem Atemzyklus.

Die Integration des zeitlichen Verlaufs von dP_{mus}/dt mit einem der bekannten mathematischen Verfahren liefert dann – bis auf eine willkürliche additive Konstante K – den zeitlichen Verlauf der Muskelspannung $P_{\text{mus}}(t)$:

$$P_{\text{mus}}(t) = \int (dP_{\text{mus}}/dt) dt + K \quad (5)$$

Addiert man den gemessenen Atemwegsdruck P_{aw} und den berechneten Muskeldruck P_{mus} zu einem Gesamtdruck P_{tot} , so erhält man:

$$P_{\text{tot}} = P_{\text{aw}} + P_{\text{mus}} = V/C + K' \quad (6)$$

Trägt man P_{tot} über dem Atemvolumen V auf, so ergibt sich eine Gerade, deren Steigung die Elastance $E = 1/C$ des respiratorischen Systems darstellt.

Der Wert für die Resistance R der Lunge des Patienten wird berechnet aus der Differenz der Atemwegsdrücke unmittelbar vor (P_{aw0}) und unmittelbar nach (P_{awr}) der Okklusion geteilt durch den Atemflow unmittelbar vor der zur Zeit t_0 stattfindenden Okklusion:

$$R = (P_{\text{aw0}} - P_{\text{awr}})/(dV/dt)(t_0) \quad (7).$$

Der Wert P_{awr} wird gewonnen, indem mittels einer an die Meßwerte der Änderung von P_{aw} während der Meßzeit angepaßten Geraden P_{aw} auf den Zeitpunkt t_0 zurückextrapoliert wird.

Wird das Atemvolumen mit einem geräteinternen Sensor gemessen, so ist es zur Erhöhung der Genauigkeit des Verfahrens sinnvoll, das gemessene Atemvolumen um den Einfluß der Compliance des Atemsystems zu korrigieren.

Es gilt dann:

$$V_{\text{patient}} = V - C_{\text{sys}} \cdot \Delta P \quad (8),$$

dabei ist:

ΔP = Druckunterschied zwischen Beginn der Inspiration und dem Zeitpunkt der Messung und C_{sys} = Compliance des Atemsystems.

Die obigen Rechnungen werden dann mit dem korrigierten Wert V_{patient} statt mit dem Wert V durchgeführt. Bei der Messung des Atemvolumens mit einem an einem Patientenanschluß, also in unmittelbarer Nähe des Mundes des Patienten, angeordneten Sensor ist diese Korrektur nicht nötig.

Die Bestimmung der Werte C, R und P_{mus} kann auch mit modifizierten Gleichungen, in denen die Terme nicht als Variablen der Zeit sondern als Variablen des Atemvolumens behandelt werden, ausgeführt werden.

Voraussetzung für eine genaue Bestimmung der Werte C, R und P_{mus} ist, daß alle Atemzüge, die zur Integration von dP_{mus}/dt herangezogen werden, weitgehend identisch sind. Dies wird dadurch sichergestellt, daß für alle Atemzüge der zeitliche Verlauf von Druck, Atemflow und Atemvolumen vor Beginn der Okklusion auf Übereinstimmung überprüft wird. Dazu werden die Verläufe bei einem Referenzatemzug aufgenommen und die entsprechenden Werte des aktuellen Atemzugs mit diesem Referenzatemzug verglichen. Liegen die Abweichungen unter einem Grenzwert, so wird der Atemzug zur Auswertung herangezogen. Als Grenzwert wird je nach Anforderung an die Genauigkeit ein Wert von 5% bis 25% des jeweiligen Meßwerts gewählt.

Es ist auch möglich, mehrere Referenzatemzüge aufzunehmen, bei der Auswertung die den jeweiligen Referenzatemzügen zugeordneten Werte getrennt zu behandeln und die Endergebnisse zu mitteln. Dadurch werden mehr Atemzüge für die Auswertung nutzbar gemacht.

Die Sensoren zur Messung von Atemvolumen und Atemwegsdruck können direkt am Patientenanschluß angebracht sein oder es können, sofern der Patient an ein Beatmungsgerät angeschlossen ist, die in dem Beatmungsgerät üblicher Bauweise ohnehin vorhandenen Sensoren benutzt werden.

Die Erfindung wird anhand von Ausführungsbeispielen und der Zeichnung erläutert.

Es zeigen:

Fig. 1 ein Beatmungsgerät mit einem daran angeschlossenen Patienten,

Fig. 2 den zeitlichen Verlauf des Atemwegsdrucks bei einer Okklusion,

Fig. 3 den zeitlichen Verlauf des Atemwegsdrucks über mehrere Atemzüge,

Fig. 4 den zeitlichen Verlauf der Änderung des Atemwegsdrucks,

Fig. 5 den zeitlichen Verlauf des Muskeldrucks,

Fig. 6 den Gesamtdruck aufgetragen über dem Atemvolumen und

Fig. 7 ein Blockschaltbild der Steuerung und der Auswerteeinrichtung,

Fig. 8 ein Blockschaltbild eines an ein Atemsystem angeschlossenen Patienten.

Das in Fig. 1 dargestellte Beatmungsgerät 1 ist über einen Patientenanschluß 2 mit einem Patienten 3 (von dem nur die Atmungsorgane symbolisch dargestellt sind) verbunden. In dem Beatmungsgerät 1 ist eine nicht näher beschriebene Beatmungssteuerung 4 angeordnet, welche über ein Inspirationsventil 5 und ein Expirationsventil 6 mit dem Patientenanschluß 2 verbunden ist. In dem Patientenanschluß 2 ist ein Strömungssensor 7 und ein Drucksensor 8 angeordnet. Die Sensoren sind über Meßleitungen 9 und 10 mit einer Auswerteeinrichtung 11 verbunden, die ihrerseits über eine Leitung 12 mit einer Steuerung 13 verbunden ist. Über Steuerleitungen 14 und 15 ist die Steuerung 13 mit Aktuatoren 16 und 17 zur Betätigung des Inspirationsventils 5 und dem Expirationsventils 6 verbunden. Die Auswerteeinrichtung 11 ist über eine Ausgabeleitungen 18 mit einem Ausgabegerät 19 verbunden.

Während der Patient 3 durch das Beatmungsgerätes 1 beatmet wird, werden mittels der Auswerteeinrichtung 11 die mit den Sensoren 7 und 8 gemessenen Werte ausgewertet. Entspricht der Verlauf eines Atemzuges innerhalb festgelegter Grenzen dem Verlauf eines zuvor gespeicherten Referenzatemzuges, so leitet die Steuerung 13 zu einem bestimmten Zeitpunkt innerhalb des Atemzuges eine Okklusion ein. Dazu werden durch Betätigen der Aktuatoren 14 und 15 das Inspirationsventil 5 und das Expirationsventil 6 geschlossen. Die Okklusion wird bei mehreren Atemzügen zu verschiedenen Zeiten innerhalb des jeweiligen Atemzuges eingeleitet. Aus den gemessenen Werten bestimmt die Auswerteeinrichtung 11 die Größen von Compliance und Resistance der Lunge des Patienten sowie den Verlauf des Muskeldrucks und gibt diese Größen über die Ausgabeleitung 18 an das Ausgabegerät 19. Das Ausgabegerät 19 kann z. B. ein Monitor sein, auf dem die Größen grafisch dargestellt werden.

In Fig. 2 ist der Atemwegsdruck P_{aw} über der Zeit t für eine Inspirationsphase aufgetragen. Zum Zeitpunkt t_0 wird bei dem Atemwegsdruck P_{aw0} eine Okklusion eingeleitet. Daraufhin fällt der Atemwegsdruck schnell ab und es kommt zu kleinen Schwingungen im Atemsystem die zum Zeitpunkt t_1 abgeklungen sind. Während einer Meßzeit zwischen den Zeitpunkten t_1 und t_2 wird der Atemwegsdruck P_{aw} mehrfach gemessen. In der Auswerteeinrichtung 11 wird durch Geradenanpassung an die Meßwerte ein Wert für dP_{aw}/dt bestimmt und dem Zeitpunkt t_M zugeordnet. Zum Zeitpunkt t_M liegt der Atemwegsdruck P_{awm} vor. Durch Rückextrapolation der angepaßten Geraden auf den Zeitpunkt t_0 wird ein Wert P_{awr} gewonnen, der den Atemwegsdruck unmittelbar nach Beginn der Okklusion repräsentiert. Aus den Werten P_{aw0} und P_{awr} sowie dem Atemflow zur Zeit t_0 kann nach Formel (7) der Wert der Resistance R bestimmt werden.

Wie in Fig. 3 gezeigt, wird die Okklusion mit der Erfassung und Auswertung der Meßwerte bei mehreren Atemzügen zu verschiedenen Zeitpunkten t_a , t_b , t_c innerhalb der jeweiligen Atemzüge wiederholt.

Fig. 4 zeigt die gemessenen Werte für dP_{mus}/dt aufgetragen über der Meßzeit t_M , wobei t_M bezogen ist auf einen Atemzyklus. Die Meßwerte sind durch eine Kurve verbunden. In den Bereichen, in denen die Kurve nahezu linear verläuft, können die Meßpunkte relativ weit auseinander liegen und durch eine Gerade verbunden werden, ohne daß es zu nennenswerten Fehlern in der Auswertung kommt. In den Bereichen, in denen die Kurve stark gekrümmt ist, müssen die Meßpunkte enger liegen.

Fig. 5 zeigt das Integral der Kurve von Fig. 4, das bis auf eine additive Konstante K den zeitlichen Verlauf des Muskeldrucks P_{mus} darstellt.

In Fig. 6 ist der Wert P_{tot} , der sich aus der Addition der je-

weils zusammengehörigen Werte von P_{awm} (siehe Fig. 2) und P_{mus} ergibt, über dem Atemvolumen V aufgetragen. Das Atemvolumen V ist jeweils das Volumen, das von Beginn der jeweiligen Inspirations- oder Expirationsphase bis zum Beginn der Okklusion ein- bzw. ausgeatmet wurde. Die Steigung einer an die Meßwerte angepaßten Geraden liefert die Compliance C der Lunge des Patienten (Steigung der Geraden = $1/C$).

Fig. 7 zeigt ein schematisches Blockschaltbild der Auswerteeinrichtung 11 und der Steuerung 13. Die in Fig. 1 eingezeichnete Leitung 12 zwischen der Auswerteeinrichtung 11 und der Steuerung 13 ist in Fig. 7 detaillierter als Leitungen 9, 10, 25 und 36 dargestellt. Die Funktion wird im Folgenden erläutert:

Vor Beginn einer eigentlichen Messung wird in einem Speicher 20 aus den über Leitungen 9 und 10 von dem Strömungssensor 7 und dem Drucksensor 8 kommenden Meßwerten ein Referenzatemzug abgespeichert. Während der Messung werden die Meßwerte laufend mit dem Referenzatemzug mittels eines Komparators 21 verglichen. Liegt die Abweichung zwischen den Meßwerten und dem Referenzatemzug unter einem vorgebbaren Grenzwert, so wird der Atemzug für die Auswertung berücksichtigt. Der Komparator 21 gibt dann über eine Leitung 22 ein Signal an eine Okklusionssteuerung 23, die über Leitungen 14 und 15 mittels der Aktuatoren 16 und 17 das Inspirationsventil 5 und das Expirationsventil 6 schließt.

Der Zeitpunkt der Messung relativ zum Beginn des jeweiligen Atemzuges wird in einem Speicher 24 gespeichert. Die Speicherung wird von der Okklusionssteuerung 23 über eine Leitung 25 ausgelöst.

Die Meßwerte des Strömungssensors 7 werden mittels eines Integrators 26 über der Zeit integriert zu dem Wert des Atemvolumens V . Der Wert des jeweils zu Beginn einer Okklusion ein- bzw. ausgeatmeten Atemvolumens wird in einem Speicher 27 gespeichert. Die Speicherung wird von der Okklusionssteuerung 23 über die Leitung 25 ausgelöst.

Der von dem Drucksensor 8 gelieferte Wert P_{aw0} des Atemwegsdrucks zu Beginn der Okklusion wird in einem Speicher 28 gespeichert. Eine Geradenanpassung 29 bestimmt die zeitliche Änderung des Atemwegsdrucks, die in einem Speicher 30 gespeichert wird. Die Geradenanpassung 29 liefert über eine Leitung 31 den auf den Zeitpunkt t_0 zurückextrapolierten Wert P_{awr} des Atemwegsdrucks.

Der zu Beginn der Okklusion zum Zeitpunkt t_0 vorliegende Atemflow wird in einem Speicher 32 gespeichert. In einem Subtrahierer 33 wird die Differenz von P_{aw0} und P_{awr} gebildet. In einem Dividierer 34 wird diese Differenz durch den im Speicher 32 gespeicherten Wert für den Atemflow geteilt. Das Ergebnis ist die Resistance R , es wird über eine Ausgabeleitung 18a zu der Anzeige 19 geleitet.

In dem Speicher 30 ist die zeitliche Änderung des Atemwegsdrucks während der Meßzeit von t_1 bis t_2 (siehe Fig. 2) gespeichert. In einem Integrator 35 werden die Werte für mehrere Atemzüge aus dem Speicher 30 über der Meßzeit, die über eine Leitung 36 aus dem Speicher 24 kommt, integriert. Das Ergebnis ist der Muskeldruck P_{mus} , es wird über eine Ausgabeleitung 18b zu der Anzeige 19 geleitet.

Der Muskeldruck P_{mus} wird in einem Addierer 37 mit dem Wert von P_{awm} , der über eine Leitung 38 aus der Geradenanpassung 29 kommt, zu dem Gesamtdruck P_{tot} addiert. Über eine Ausgabeleitung 18c wird der Wert für P_{tot} zu der Anzeige 19 geleitet.

In einer zweiten Geradenanpassung 38 wird eine Gerade an die über den Werten des Atemvolumens V , die über eine Leitung 39 aus dem Speicher 27 kommen, aufgetragenen Werte von P_{tot} , die über eine Leitung 40 aus dem Addierer 37 kommen, angepaßt. Das Ergebnis ist die Compliance C ,

es wird über eine Ausgabeleitung 18d zu der Anzeige 19 geleitet.

Über eine Ausgabeleitung 18e werden die Werte des Atemvolumens V aus dem Speicher 27 und über die Leitung 36 die Werte der Meßzeit aus dem Speicher 24 zu der Anzeige 19 geleitet. Somit stehen hier alle nötigen Werte für eine Darstellung zur Verfügung.

Die in Fig. 7 dargestellten Schaltungen können softwaremäßig als Computerprogramm realisiert werden oder sie können hardwaremäßig als analoge Rechenschaltungen aufgebaut werden.

Fig. 8 zeigt eine Atmungs Vorrichtung 100, mit der die mechanischen Eigenschaften des respiratorischen Systems eines spontan atmenden Patienten 3 bestimmt werden können. Die Inspiration und die Expiration des Patienten 3 erfolgen über einen Atemschlauch 200 und ein Okklusionsventil 500, welche zusammen ein Atemsystem 101 bilden. Gleiche Komponenten sind mit gleichen Bezugsziffern der Fig. 1 bezeichnet. Das Okklusionsventil 500 ist anstelle der Ventile 5, 6 an die Okklusionssteuerung 23, Fig. 7, angeschlossen. Während der Patient 3 durch den Atemschlauch 200 und das Okklusionsventil 500 spontan atmet, wird aus den mit den Sensoren 7 und 8 gemessenen Werten ein Referenzatemzug in dem Speicher 20, Fig. 7, abgespeichert. Entspricht der Verlauf eines der folgenden Atemzüge innerhalb festgelegter Grenzen dem Verlauf dieses Referenzatemzuges, so leitet die Steuerung 13 zu einem bestimmten Zeitpunkt innerhalb des Atemzuges die Okklusion ein, indem das Okklusionsventil 500 kurzzeitig geschlossen wird.

Diese Okklusion wird auch bei weiteren Atemzügen durchgeführt, die mit dem Referenzatemzug übereinstimmen. Aus den gemessenen Werten bestimmt die Auswerteeinrichtung 11 die Größen von Compliance und Resistance der Lunge des Patienten 3 sowie den Verlauf des Muskeldruckes und gibt diese Größen über die Ausgabeleitung 18 an das Ausgabegerät 19 weiter.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Bestimmung mechanischer Eigenschaften des respiratorischen Systems eines an eine Atmungs Vorrichtung angeschlossenen Patienten, bei welchem während einer Inspirations- und/oder einer Expirationsphase eine kurzzeitige Okklusion der Atemwege des Patienten erfolgt, am Beginn dieser Okklusion der Atemflow und das ein- bzw. ausgeatmete Atemvolumen des Patienten bestimmt werden, während dieser Okklusion der Atemwegsdruck gemessen wird, die zeitliche Änderung des Atemwegsdrucks während einer innerhalb der Okklusionszeit liegenden Meßzeit erfaßt wird, die Okklusion bei mehreren Atemzügen jeweils zu verschiedenen Zeitpunkten innerhalb des Atemzyklus eingeleitet wird, aus den gemessenen Werten der zeitliche Verlauf der zeitlichen Änderung eines Muskeldrucks des Patienten bestimmt wird und durch zeitliche Integration dieses Verlaufs der zeitliche Verlauf des Muskeldrucks berechnet wird.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die berechneten Muskeldrücke mit den gemessenen Atemwegsdrücken zu jeweils einem Gesamtdruck summiert werden und aus der Ableitung der berechneten Werte für den Gesamtdruck nach den gemessenen Werten für das Atemvolumen eine Compliance der Lunge des Patienten berechnet wird.
3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Okklusion nur dann ausgelöst wird, wenn der jeweilige Atemzug weitgehend identisch mit einem Referenzatemzug ist.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswertung der Messergebnisse nur dann erfolgt, wenn der jeweilige Atemzug weitgehend identisch mit einem Referenzatemzug ist.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß das gemessene Atemvolumen um den Einfluß von Compliance und/oder Resistance der Atmungs Vorrichtung (1, 100) korrigiert wird.

6. Vorrichtung zur Bestimmung mechanischer Eigenschaften des respiratorischen Systems eines an eine Atmungs Vorrichtung angeschlossenen Patienten mit einer Steuerung (13), welche zur Herbeiführung einer kurzzeitigen Okklusion der Atemwege des Patienten während einer Inspirations- und/oder einer Expirationsphase bei mehreren Atemzügen jeweils zu Zeitpunkten innerhalb des Atemzyklus ausgebildet ist, mit Sensoren zur Messung von Atemflow, ein- bzw. ausgeatmetem Atemvolumen und Atemwegsdruck des Patienten, sowie einer Auswerteeinrichtung (11), die dazu ausgelegt ist, die zeitliche Änderung des Atemwegsdrucks während der innerhalb der jeweiligen Okklusionszeit liegenden Meßzeit zu erfassen, aus den Meßwerten den zeitlichen Verlauf der zeitlichen Änderung eines Muskeldrucks des Patienten zu bestimmen und durch zeitliche Integration dieses Verlaufs den zeitlichen Verlauf des Muskeldrucks zu berechnen.

7. Vorrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswerteeinrichtung (11) dazu ausgelegt ist, die berechneten Muskeldrücke mit den gemessenen Atemwegsdrücken zu jeweils einem Gesamtdruck zu summieren und aus der Ableitung der berechneten Werte für den Gesamtdruck nach den gemessenen Werten für das Atemvolumen eine Compliance der Lunge des Patienten zu berechnen.

8. Vorrichtung nach Anspruch 6 oder 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuerung (13) dazu ausgelegt ist, die Okklusion nur dann einzuleiten, wenn der jeweilige Atemzug weitgehend identisch mit vorausgegangenen Atemzügen ist.

9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 6 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswerteeinrichtung (11) dazu ausgelegt ist, die Meßwerte nur dann auszuwerten, wenn der jeweilige Atemzug weitgehend identisch mit vorausgegangenen Atemzügen ist.

10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 6 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswerteeinrichtung (11) dazu ausgelegt ist, das gemessene Atemvolumen um den Einfluß von Compliance und/oder Resistance des Beatmungssystems zu korrigieren.

11. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 6 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß die Sensoren (7, 8) an einem Patientenanschluß (2) der Atmungs Vorrichtung (1, 100) angebracht sind.

12. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 6 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß die verwendeten Sensoren (7, 8) Bestandteile der Atmungs Vorrichtung (1, 100) sind.

Hierzu 8 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

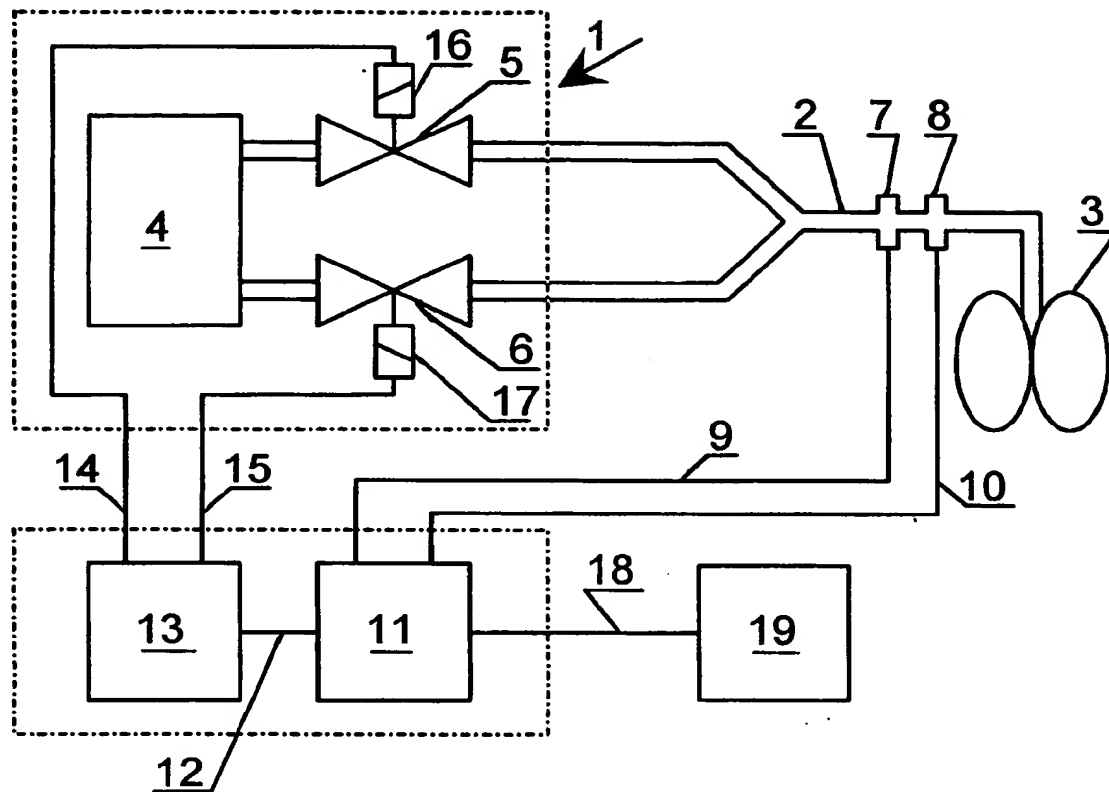


Fig. 1

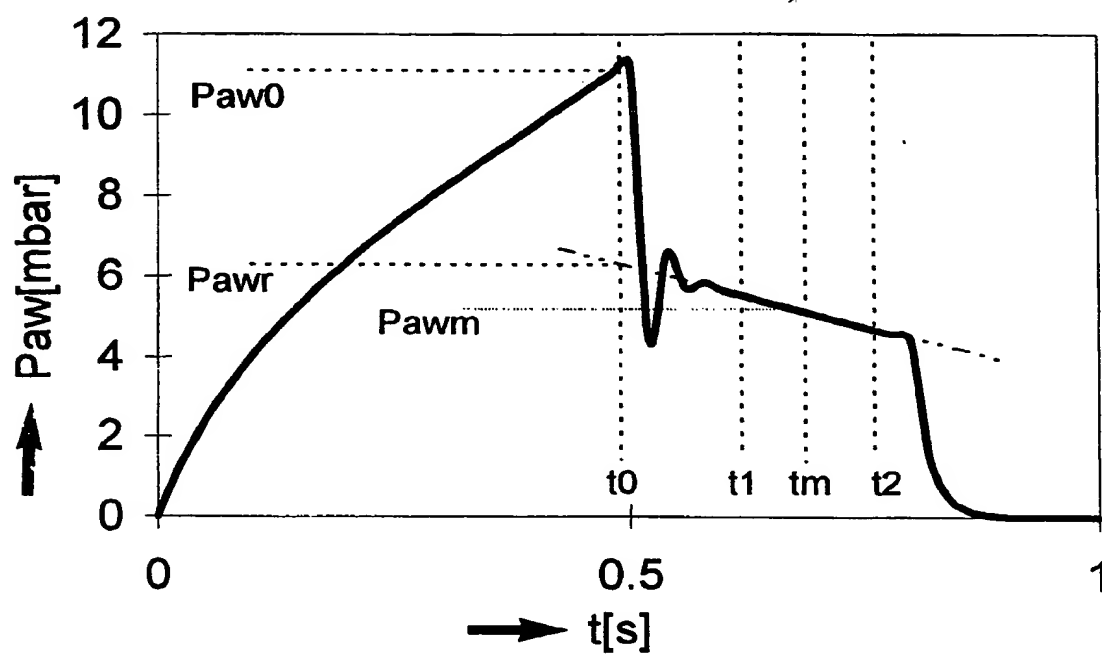


Fig. 2

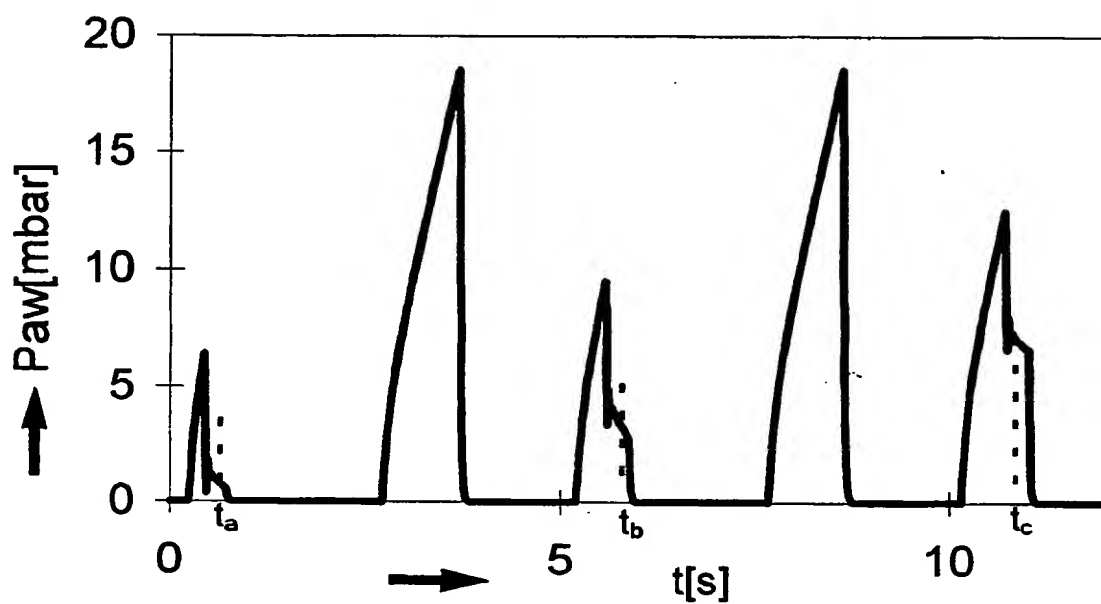


Fig. 3

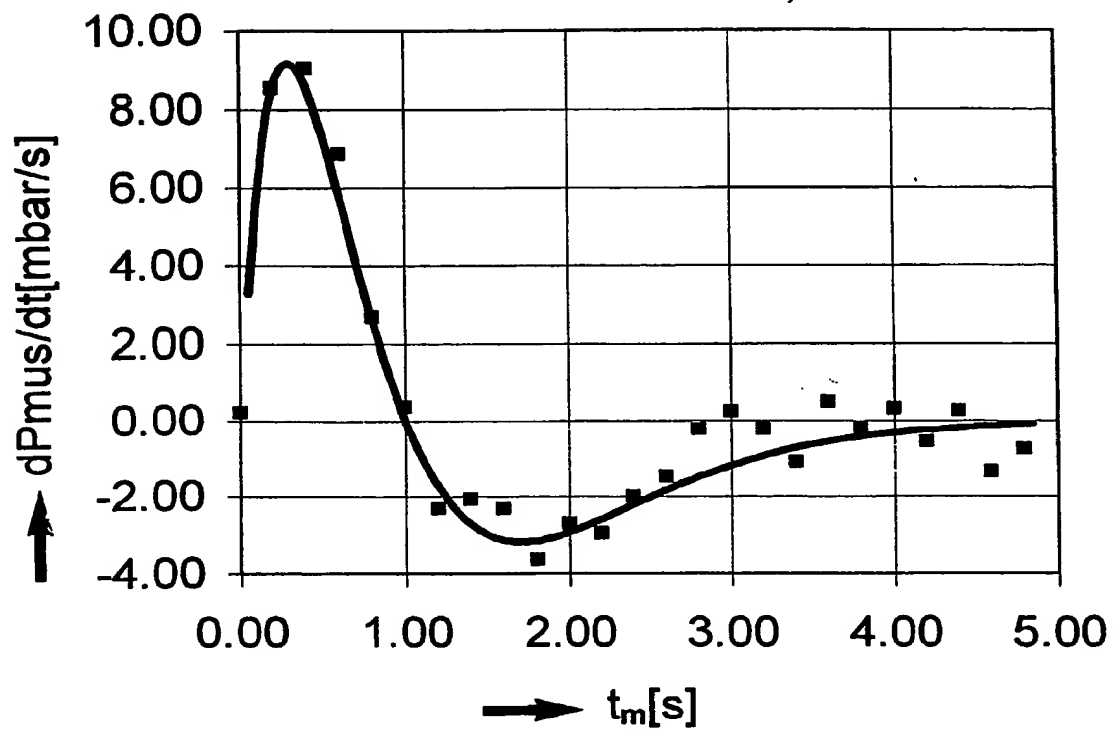
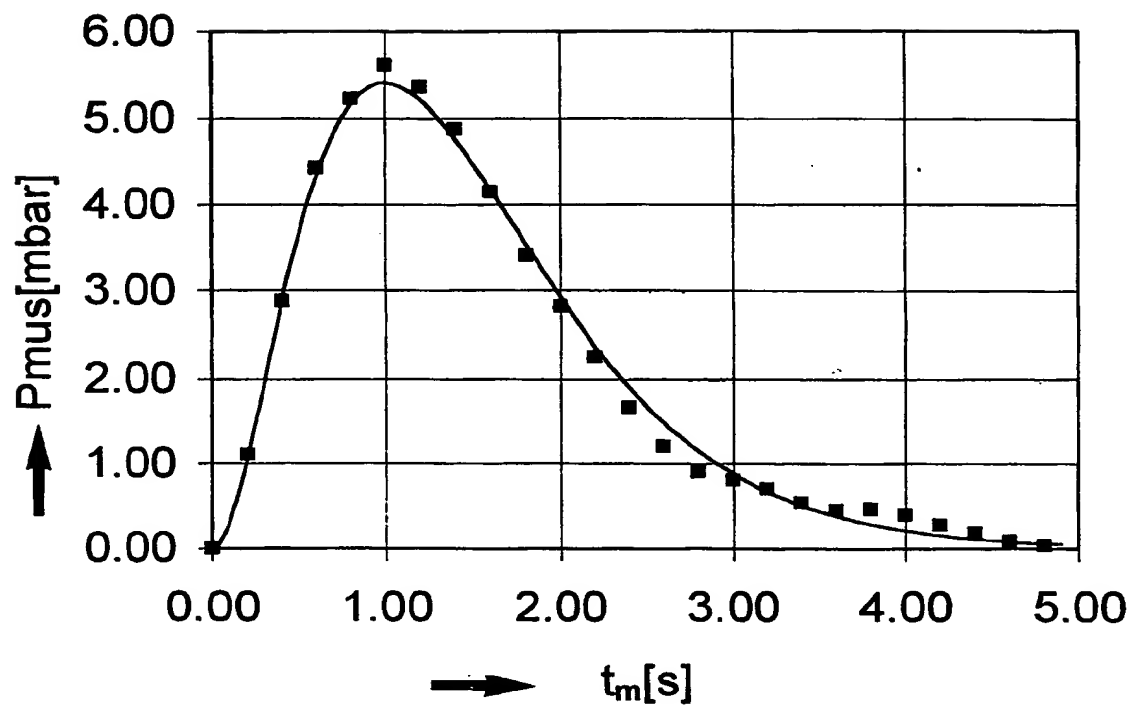


Fig. 4

**Fig. 5**

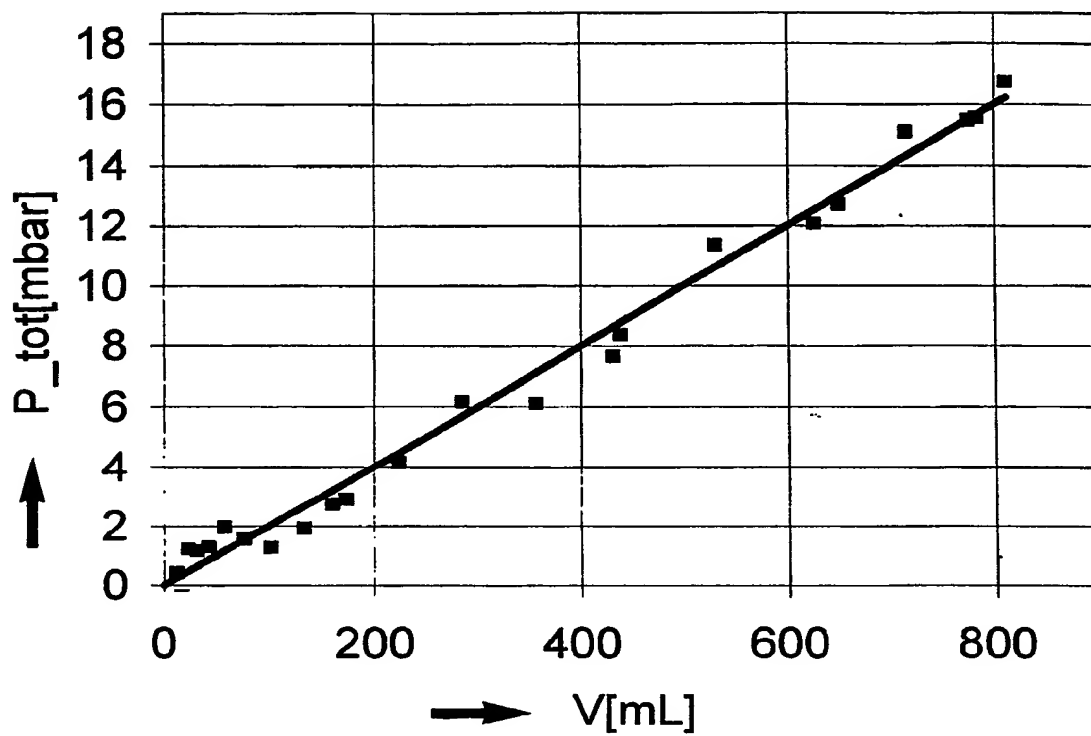


Fig. 6

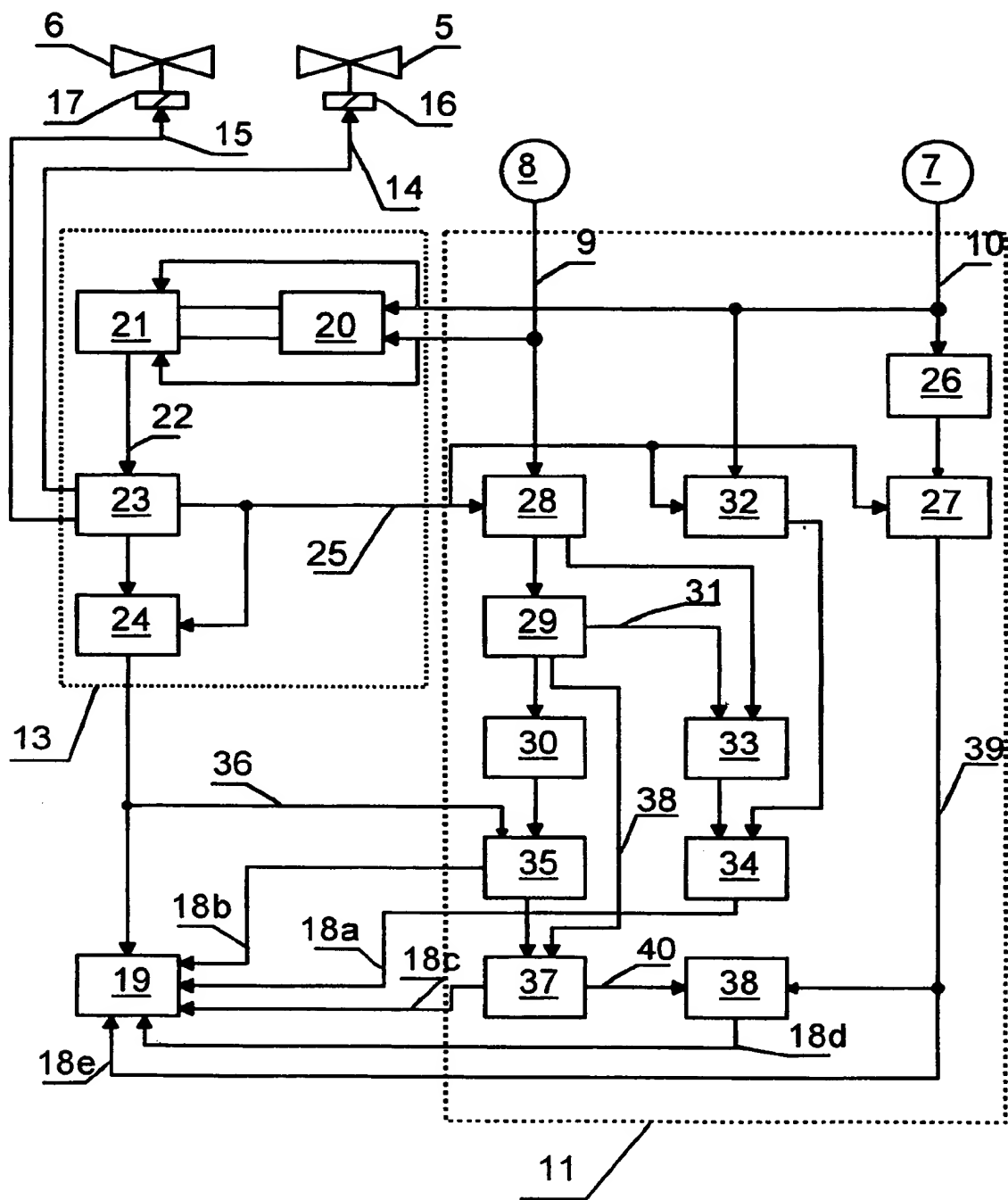


Fig. 7

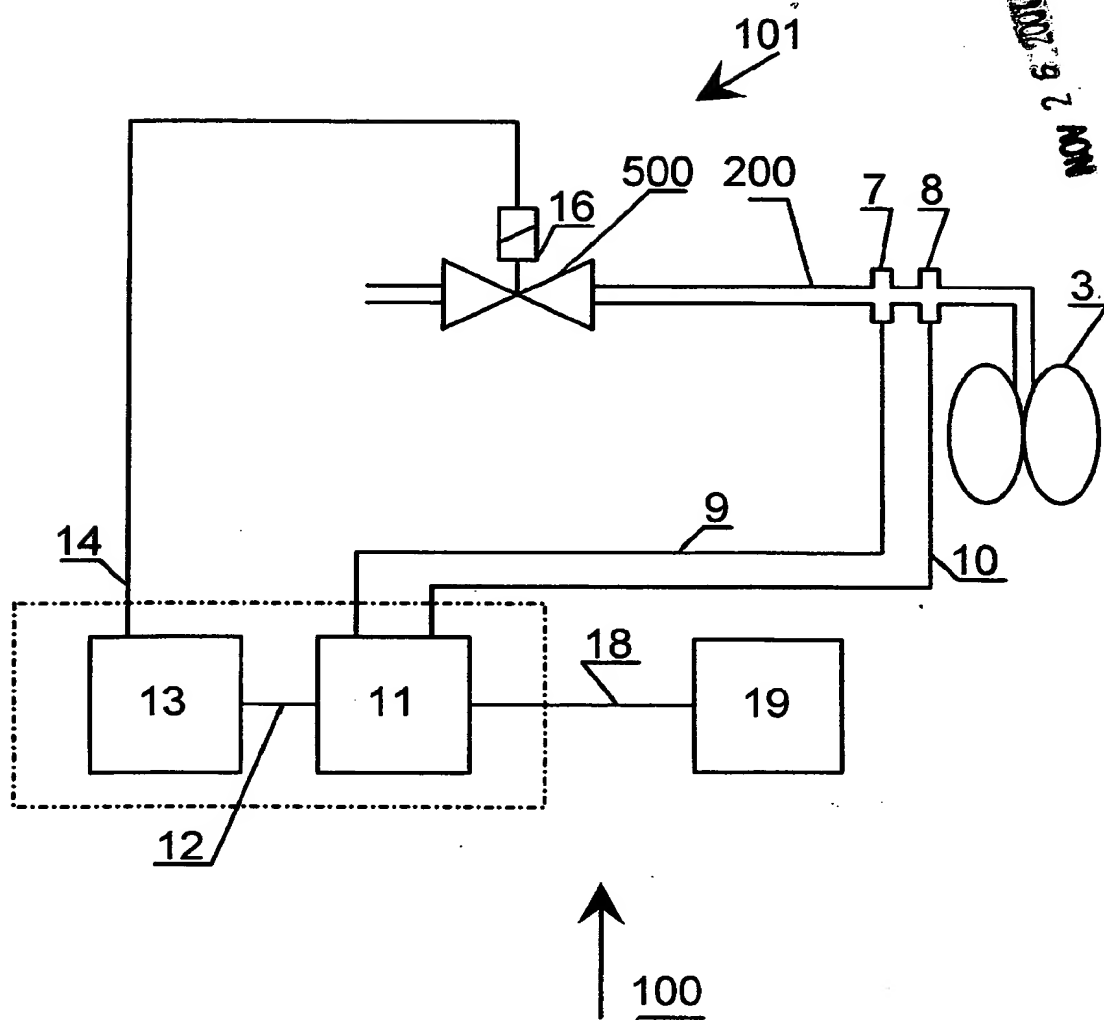


Fig. 8